



CH 687 295 A5

19



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT  
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

11 CH 687 295 A5

51 Int. Cl.<sup>6</sup>: A 61 F 009/007  
A 61 B 003/00

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein  
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

## 12 PATENTSCHRIFT A5

21 Gesuchsnummer: 03375/93

22 Anmeldungsdatum: 10.11.1993

24 Patent erteilt: 15.11.1996

45 Patentschrift  
veröffentlicht: 15.11.1996

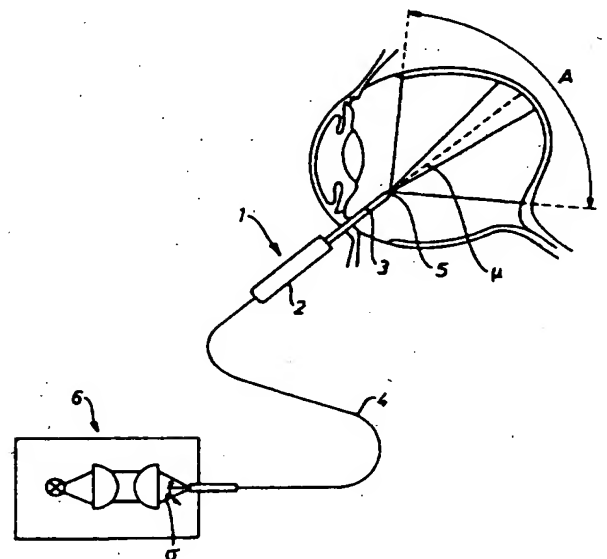
73 Inhaber:  
Volpi AG, Wiesenstrasse 33, 8952 Schlieren (CH)

72 Erfinder:  
Jenny, Reinhard, Ennetbaden (CH)

74 Vertreter:  
Ritscher & Seifert Patentanwälte VSP,  
Kreuzstrasse 82, 8032 Zürich (CH)

## 54 Ophtalmoskopische Beleuchtungssonde.

57 Die vorliegende Erfindung betrifft eine ophtalmoskopische Beleuchtungssonde, welche für mikroskopische Untersuchungen und mikrochirurgische Operationen in der Augenheilkunde verwendet werden kann. Die erfindungsgemässe Beleuchtungssonde besteht aus einem in ein Auge einsteckbaren Lichtleiter (4), um den erforderlichen Lichtstrom ins Augeninnere zu leiten. Das lichtaustrittsseitige Ende des Lichtleiters (4) ist so gestaltet, dass sich der Raumwinkel des abgestrahlten Lichtstromes vergrössert.



CH 687 295 A5

## Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine ophthalmoskopische Beleuchtungssonde nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1 und deren Verwendung.

In der modernen Augenheilkunde werden stets mehr mikroskopische Untersuchungen und mikrochirurgische Operationen vorgenommen. Die klassischen in der Augenheilkunde verwendeten Lichtquellen, also Spalllampe, Augenspiegel etc., eignen sich für diese neuen Diagnose- und Therapieanwendungen nicht mehr. Es werden deshalb speziell entwickelte endoskopische Beleuchtungsvorrichtungen eingesetzt, die mit entsprechenden mikroskopischen oder elektrooptischen Bildsystemen zusammenwirken.

So ist bspw. aus der EP 512 592 ein Laser-Video-Endoskop bekannt, bei welchem das erforderliche Licht über ein Lichtfaserbündel zu einer in einem Handstück befestigten Sonde geleitet wird. Diese Sonde weist auch ein geordnetes Bildleiterbündel und eine Laserlicht-Monofaser auf. Das in dieser EP 512 592 beschriebene Beleuchtungssystem weist ein weites Bildfeld auf und ermöglicht damit dem behandelnden Arzt gleichzeitig verschiedene Gewebazonen zu erkennen, wodurch die Orientierung und das Arbeiten im Augeninnern wesentlich erleichtert wird. Dieses Endoskop eignet sich speziell zur Photokoagulation der Retina, der Cornea oder jeder anderen Hautschicht des Auges.

Dabei wird von der thermischen Wechselwirkung zwischen Laserlicht und Gewebe gezielt Gebrauch gemacht. Zur Photokoagulation werden heute bspw. Argonlaser mit Wellenlängen von 457 nm bis 524 nm, Kryptonlaser mit Wellenlängen von 647 nm (rot) 568,2 nm (gelb) und 530,8 nm (grün) oder CO<sub>2</sub>-Laser mit 10,6 µm Wellenlänge eingesetzt. Die für diese Operation benötigte Leistungsdichte des Laserlichtes beträgt etwa 1–100 Watt/cm<sup>2</sup> und muss mit der Laserpulsdauer, ca. 1/100 Sek. bis über 1 Min., abgestimmt sein. Die damit erzeugten lokalen Temperaturerhöhungen sind für den Erfolg dieser Art Operationen von besonderer Bedeutung. Insbesondere werden Temperaturen von ca. 162° Celsius für die gewünschte Koagulation benötigt, während Temperaturen von ca. 180° Celsius bereits zu Collagen-Denaturierung und Carbonisierung führen.

Leider zeigt sich bei dieser Art endoskopischer Abbildungssysteme, dass die mit dem Faserbündel beleuchtete Fläche eine rasterartige Hell-Dunkel-Struktur aufweist, die erzeugten Bilder kontrastarm sind und keine befriedigende Bildqualität aufweisen. Deutlich wird dieser Mangel insbesondere beim Auftreten von starken Reflexen im Bildfeld, welche das ohnehin kontrastarme Bild stark überstrahlen. Dieser Effekt erweist sich in der Praxis als äusserst bedeutsam, da gerade in der Mikrochirurgie sowohl die zu behandelnden Gewebazonen als auch die für die Operation benötigten metallischen Instrumente zu beobachten sind. Es wurde deshalb versucht, möglichst viel Licht in die lichtleitenden Fasern einzukoppeln, um beim Unterdrücken der Blendung ein genügend kontrastreiches Bild zu erhalten. Diese Lösung erweist sich jedoch als unpraktikabel, da mit der stärkeren Beleuchtung photochemische Reaktio-

nen im Gewebe des Auges induziert werden, die unter dem Begriff «Lichttoxizität» zusammengefasst werden. Diese Lichttoxizität umfasst zytotoxische und mutagene Nebenwirkungen in den Zellen, die erst nach Jahren bspw. eine mehr oder weniger starke Trübung der Hornhaut verursachen können. Lichttoxizität ist heute Gegenstand von intensiven medizinischen Untersuchungen.

Es ist deshalb Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Beleuchtungs-sonde für ophthalmoskopische Abbildungssysteme zu schaffen, welche die Nachteile der oben erwähnten Vorrichtungen überwindet. Insbesondere soll ohne aufwendige Massnahmen eine Beleuchtungs-sonde geschaffen werden, mit welcher ohne Bildqualitätseinbusse die erwähnte Lichttoxizität vermieden werden kann.

Erfindungsgemäss wird diese Aufgabe durch eine Beleuchtungs-sonde mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst und insbesondere durch eine Beleuchtungs-sonde, an deren lichtaustrittseitigem Ende Mittel vorgesehen sind, welche den Raumwinkel eines abgestrahlten Lichtstroms vergrössern.

Weitere bevorzugte Ausführungsformen ergeben sich aus den Merkmalen der Unteransprüche.

Die durch die erfindungsgemässe Beleuchtungs-sonde erzielten Vorteile sind für den Fachmann unmittelbar deutlich. Insbesondere können dadurch die erwähnten lichttoxischen Nebenwirkungen vermieden werden, ohne die Beleuchtungsstärke vermindern zu müssen. Dadurch kann die Bildqualität, und insbesondere die Kontraststärke trotz Gesichtsfeldvergrösserung beibehalten werden.

Die vorliegende Erfindung soll im folgenden anhand bevorzugter Ausführungsbeispiele und mit Hilfe der Figuren näher erläutert werden.

Fig. 1: zeigt ein Lichtleistungsdichte-Beleuchtungszeit-Diagramm;

Fig. 2: zeigt die Verwendung einer erfindungsgemässen Sonde am Auge in schematischer Weise;

Fig. 3: zeigt eine erste Ausführungsform der erfindungsgemässen Sonde mit einer kegelförmigen Spitze;

Fig. 4: zeigt eine weitere Ausführungsform der erfindungsgemässen Sonde mit einer konkaven Rotationsfläche;

Fig. 5: zeigt eine erfindungsgemässe Sonde mit einem Fresnel-Element;

Fig. 6: zeigt eine erfindungsgemässe Ausführungsform für eine endoskopische Sonde.

Die physiologischen Wirkungen von Lichtstrahlen auf die verschiedenen Gewebeschichten sind in Fig. 1 schematisch dargestellt. Grundsätzlich können diese in drei Wirkungs-Bereiche I, II, III, eingeteilt werden.

In einem ersten Bereich I, in welchem durch hochenergetische Lichtimpulse im Picosekunden-Bereich ein lokales Plasma erzeugt werden kann, kann das belichtete Gewebe vergast und/oder verflüssigt werden. Damit können, wie das bspw. bei Operationen des Grauen Stars notwendig ist, trüb-gewordene Gewebeschichten oder die gesamte Augenlinse abgetrennt werden, ohne das Auge selbst öffnen zu müssen.

Im nächsten Bereich II führt die dem Gewebe zugeführte Lichtenergie zur Denaturierung der Proteine und wirkt dadurch koagulierend. Behandlungen mit Licht in diesem Bereich umfassen im wesentlichen die «Verschweissung» einer sich ablösenden Netzhaut mit der darunterliegenden Aderhaut. Insbesondere wird Licht mit einer Wellenlänge im blaugrünen Wellenlängenbereich im Hämoglobin des Blutes stark absorbiert und eignet sich deshalb besonders für die Blutstillung bei Blutgefässen. Dabei werden Beleuchtungszeiten von 0,1 bis 1 sec. und Leistungen von 0,1 bis 1 Watt verwendet. Behandlungen mit anderen Wellenlängen bspw. 568 nm (gelb) oder 647 nm (rot) erweisen sich für die Koagulation von anderen Zellverbänden, d.h. für das Verbinden von anders zusammengesetzten Hautschichten als besonders geeignet.

Im dritten Bereich III (Milliwatt-Bereich) finden photochemische Reaktionen statt, wie sie für das normale Funktionieren des Auges im wesentlichen bekannt sind. Obwohl diese photochemischen Reaktionen im allgemeinen als reversibel betrachtet werden können, hat es sich nun gezeigt, dass bei längerer Beleuchtung der photoempfindlichen Hautschichten mit Licht im Milliwatt-Bereich, in diesen Schichten irreversible Veränderungen erzeugt werden können. Insbesondere konnten bei verschiedenen Patienten nach mehreren Jahren zytotoxische und mutagene Nebenwirkungen festgestellt werden. Eine mögliche Ursache dieser Phototoxizität wird in der für die Diagnose und die Operation notwendigen Langzeit-Beleuchtung gesehen. Hier will die vorliegende Erfindung Abhilfe schaffen.

Fig. 2 zeigt die Verwendung einer erfindungsgemässen Beleuchtungssonde 1 in schematischer Weise. Diese weist in einer bevorzugten Ausführungsform ein Handstück 2 mit einer Kanüle 3 auf, in welcher ein Lichtleiter 4 liegt, der Licht von einer Beleuchtungseinheit 6 bis in die Spitze 5 der Beleuchtungs-sonde 1 leiten kann. Die Beleuchtungseinheit 6 kann auch Teil eines Mikroskopes sein, das dem behandelnden Arzt zur Beobachtung dient. Der Öffnungswinkel  $2\alpha$  des auf den Lichtleiter 4 auftreffenden Lichtbündels beträgt in der Regel  $85^\circ$ , um sicherzustellen, dass Eintrittsaperturen von  $24^\circ$  bis  $83^\circ$ , wie sie durch die Materialien der verschiedenen Lichtleitertypen vorgegeben sind, vollständig im eingestrahnten Lichtkegel liegen. Die Abstrahlcharakteristik des Lichtleiters 4 hängt also wesentlich vom verwendeten Fasermaterial ab. Insbesondere nimmt die praktisch nutzbare Apertur u wegen der winkelabhängigen inneren Verluste mit wachsender Länge des Lichtleiters 4 ab und verringert dadurch das nutzbare Gesichtsfeld A.

Eine weitere Verringerung der nutzbaren Apertur u wird dadurch erzeugt, dass mit der Sonde im Augennern, d.h. in dem mit Kammerwasser gefüllten Glaskörper des Auges gearbeitet wird. Dadurch wird die numerische Apertur d.h. der Öffnungswinkel des Austrittskegels wesentlich verkleinert und entsteht auf der zu beobachtenden Fläche ein stark leuchtender Lichtfleck.

Erfindungsgemäss wird unter Beibehaltung des für eine hohe Bildqualität erforderlichen Lichtstroms die Beleuchtungsstärke durch eine Vergrösserung

der Apertur des austretenden Lichtstrahls reduziert. Dies kann erfindungsgemäss durch eine spezielle Formgebung des lichtaustrittseitigen Endes des Lichtleiters 4 erzielt werden.

Fig. 3 zeigt die Spitze 5 einer erfindungsgemässen Sonde 1 mit einer Monofaser als Lichtleiter 4, deren Kern 11 eine konisch zusammenlaufende Körperfläche 12 aufweist. Der Neigungswinkel  $\alpha$  kann nun derart gewählt werden, dass durch die erzielte Vergrösserung des Bildfeldes A die Bestrahlungsstärke derart reduziert wird, dass die phototoxischen Effekte nicht mehr auftreten. In einer erprobten Ausführungsform wurde die Körperfläche 12, um einen Winkel von ca.  $15^\circ$  gegen die optische Achse 13 geneigt. Dabei wurde eine Monofaser von  $750 \mu\text{m}$  Durchmesser, d.h. mit einem Kern 11 von ca.  $730 \mu\text{m}$  Durchmesser und einem ca.  $10 \mu\text{m}$  dicken Cladding, verwendet. Die Mantelfläche 12 wurde bei dieser Ausführung glatt poliert, um Reflexionsverluste des Lichtstroms an der Austrittsfläche 12 zu vermeiden. Vorteilhafterweise wird der Kern 11 vor der Bearbeitung vom Cladding 14 befreit.

Eine andere erprobte Ausführungsform ist in Fig. 4 dargestellt. Wiederum wurde dafür eine Monofaser 4 aus PMMA mit ca.  $750 \mu\text{m}$  Durchmesser von ihrem Cladding 14 befreit. Die rotationsymmetrische Körperfläche 12 begrenzt hier als Ausnehmung das Faserende innenseitig. Dabei hat die Körperfläche 12 einfacherweise die Form einer Kegelfläche, kann aber vorteilhafterweise eine gekrümmte Rotationsfläche sein. Wesentlich ist lediglich die durch die Formgebung erzielte Aufweitung des Austrittsstrahls und dessen gleichmässige räumliche Lichtstromverteilung. Um den Lichtverlust möglichst gering zu halten ist die Körperfläche 12 als glatte Fläche geformt, wobei die Ausbildung mit leichten Ondulationen auf dieser Fläche durchaus im Rahmen des normalen technischen Handelns liegen.

Weitere geometrische Ausführungsformen der erfindungsgemässen Sonde lassen sich aus dem oben gesagten für den Fachmann ohne weiteres ableiten. So kann bspw. statt einer Monofaser ein Bündel von  $0.5 \mu\text{m}$  dünnen Fasern verwendet werden, die an ihrem Ende miteinander verschmolzen sind. Denkbar ist auch eine rotationsymmetrische Körperfläche 12 in Form einer Einschnürung.

Die erfindungsgemässe Vergrösserung der Apertur kann aber auch durch mikrooptische Bauelemente realisiert werden. Fig. 5 zeigt eine Monofaser 11 mit einem Cladding 14 und einer planen Stirnfläche, auf welche ein Fresnel-linsenartiges Element 15 aufgebracht ist. Es versteht sich, dass die Fresnel-artige Struktur direkt in die Monofaser eingearbeitet sein kann. Dieses kann eingeprägt, eingätzt oder durch andere Behandlungen in die Stirnseite integriert sein. Fig. 6 zeigt das Ende einer endoskopischen Sonde mit einem Bildleiter 16, um welchen Beleuchtungsfasern 17 angeordnet sind. Wiederum ist stimseitig ein mikrooptisches Element 18 angebracht welches jedoch nur auf dem mit den Beleuchtungsfasern zusammenwirkenden Flächenteil 19 mit einer Fresnel-artigen Struktur versehen ist. Es versteht sich für den Fachmann, dass der mit dem Bildleiter 16 und den Beleuch-

lungsfasern zusammenwirkende Flächenteil 19 mit einer Fresnel-artigen Struktur versehen ist. Es versteht sich für den Fachmann, dass der mit dem Bildleiter 16 zusammenwirkende Flächenteil 20 dieses Elementes 18 als Sammellinse ausgebildet sein kann.

Weitere Anwendungen der erfindungsgemässen ophthalmoskopischen Beleuchtungssonde liegen im Bereich des Fachmännischen. Insbesondere kann diese Beleuchtungssonde mit medizintechnischen Instrumenten kombiniert werden.

#### Patentansprüche

1. Ophthalmoskopische Beleuchtungssonde mit einem in ein Auge einsteckbaren Lichtleiter (4), um einen für die Beobachtung erforderlichen Lichtstrom ins Augeninnere zu leiten, dadurch gekennzeichnet, dass am lichtaustrittseitigen Ende des Lichtleiters (4) Mittel vorgesehen sind, welche den Raumwinkel des abgestrahlten Lichtstromes vergrössern.
2. Beleuchtungssonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtstärke des abgestrahlten Lichtstromes unterhalb der für irreversible fotochemische Reaktionen kritischen Schwelle liegt und der Wert für den Lichtstrom oberhalb der für die Beobachtung erforderlichen Strahlungsleistung liegt.
3. Beleuchtungssonde nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtstärke des abgestrahlten Lichtstromes für alle Abstrahlungsrichtungen innerhalb des nutzbaren Gesichtsfeldes konstant ist.
4. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, dass der Lichtleiter (4) an seinem lichtaustrittseitigen Ende eine gegenüber seiner optischen Achse (13) rotationsymmetrische und entlang dieser optischen Achse (13) unterschiedlich beabstandete Körperfläche (12) aufweist.
5. Beleuchtungssonde nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die rotationssymmetrische Körperfläche (12) den Lichtleiter (4) aussenseitig begrenzt.
6. Beleuchtungssonde nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die rotationssymmetrische Körperfläche (12) den Lichtleiter (4) innenseitig begrenzt.
7. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, dass am lichtaustrittseitigen Ende des Lichtleiters (4) stirnseitig ein mikrooptisches Element vorgesehen ist.
8. Beleuchtungssonde nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass das mikrooptische Element als integrierte Struktur ausgebildet ist.
9. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 6 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass das mikrooptische Element ein Fresnel-linsenartiges Element ist.
10. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Lichtleiter (4) an seinem lichtaustrittseitigen Ende aus einem Faserbündel besteht.
11. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der

Lichtleiter (4) an seinem lichtaustrittseitigen Ende aus einer Monofaser besteht.

12. Beleuchtungssonde nach einem der Ansprüche 10 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Lichtleiter (4) durch eine Kanüle (3) geführt ist.

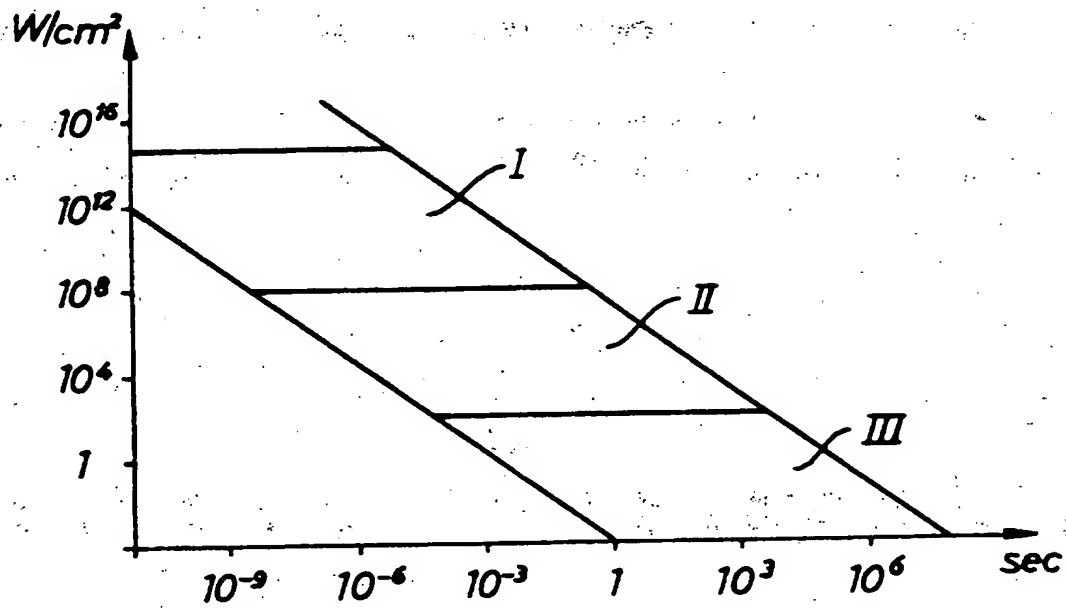


Fig. 1

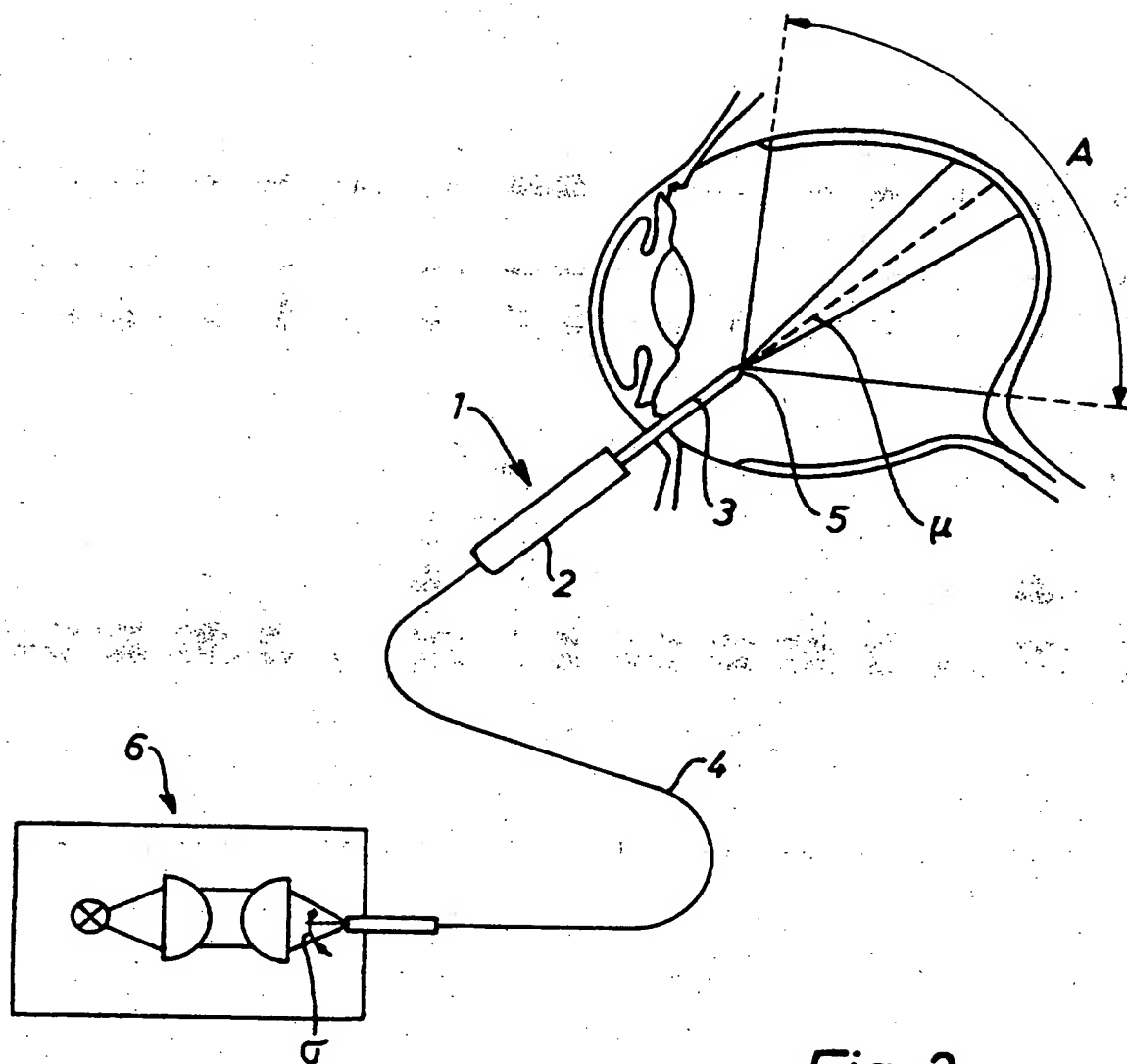


Fig. 2

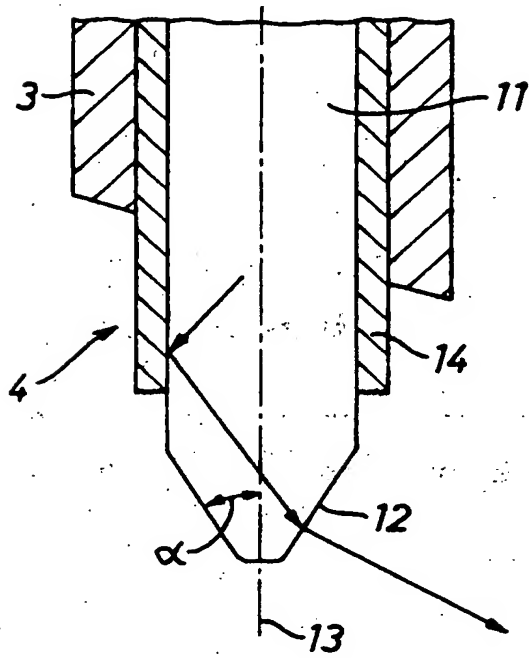


Fig. 3

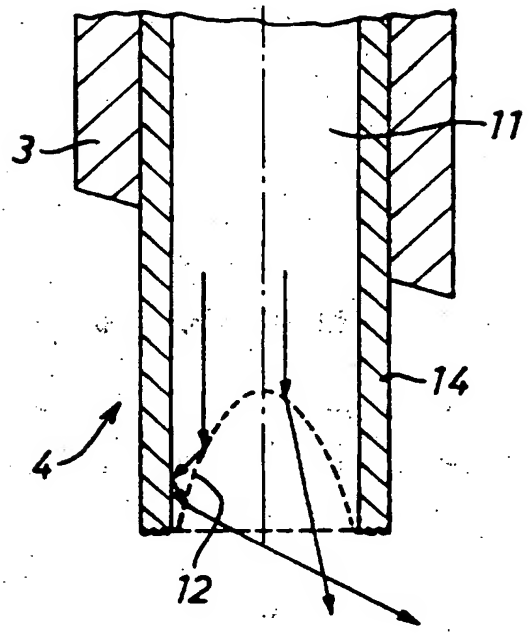


Fig. 4

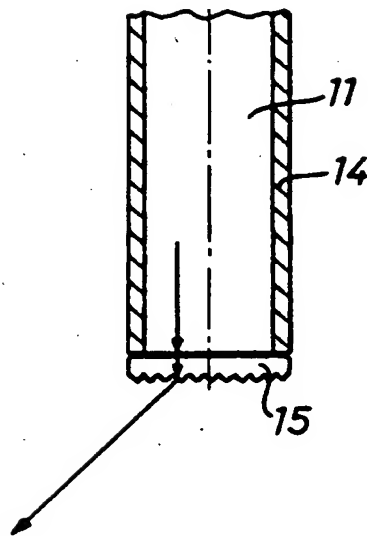


Fig. 5

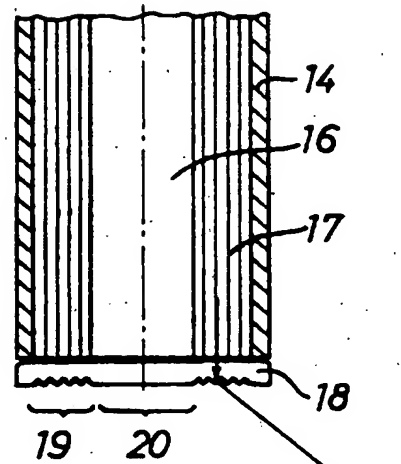


Fig. 6

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**